

10ème Congrès Français d'Acoustique

Lyon, 12-16 Avril 2010

Contrôle actif multi-références du bruit d'IRM

Emmanuel Friot¹, Philippe Herzog¹,
Bruno Nazarian², Muriel Roth², Jean-Luc Anton², Daniele Schön³

¹ CNRS - Laboratoire de Mécanique et d'Acoustique, 31 Chemin Joseph Aiguier,
13402 Marseille Cedex 20, {friot,herzog}@lma.cnrs-mrs.fr

² IFR 131, Centre IRM fonctionnelle de Marseille, sous-sol IGH, CHU La Timone, 264 rue Saint-Pierre,
13385 Marseille Cedex 5, {bruno.nazarian,muriel.roth,jean-luc.anton}@univmed.fr

³ CNRS - Institut de Neurosciences Cognitives de la Méditerranée, 31 Chemin Joseph Aiguier,
13402 Marseille Cedex 20, schon@incm.cnrs-mrs.fr

Les appareils d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) utilisés en milieu hospitalier produisent un bruit instationnaire de niveau très élevé dû à la commutation rapide des bobines de gradient : on peut dépasser 115dB(A) autour du patient pendant certains examens. Ce niveau de bruit est évidemment inconfortable et le port nécessaire de protections auditives complique la communication avec le patient. De plus, dans le cadre d'examens d'IRM fonctionnelle cérébrale, un tel bruit modifie le fonctionnement des aires auditives primaires et perturbe l'état normal du sujet, par exemple en augmentant le niveau de stress ou en obligeant la mise en place de stratégie cognitive pour «ignorer» le bruit et se concentrer sur les stimuli pertinents. Le contrôle actif, à partir d'un casque audio porté par le patient, est une des pistes étudiées pour réduire le bruit dans les tunnels d'IRM. Cette communication présente des simulations de contrôle actif multi-références effectuées au LMA à partir de mesures sur l'appareil d'IRM 3 Teslas du Centre d'IRM fonctionnelle de Marseille. On montre que l'utilisation simultanée de 3 signaux électriques de commande du système de gradient IRM, en entrée d'un algorithme de contrôle par *feedforward* multi-références de type *Filtered-X Least Mean Square*, doit permettre en temps réel un contrôle actif efficace du bruit d'IRM quel que soit le type d'examen envisagé.

1 Introduction

Les machines d'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) (cf. figure 1) produisent un bruit dont le niveau peut dépasser 115dB(A) autour du patient. Ce bruit perturbe l'état normal du sujet, par exemple en augmentant son niveau de stress ou en l'obligeant à mettre en place des stratégies cognitive pour «ignorer» le bruit et se concentrer sur les stimuli pertinents. Le contrôle acoustique actif, à partir d'un casque audio porté par le patient, est une des pistes étudiées pour réduire le bruit d'IRM ou pour, à bruit constant, permettre d'améliorer la résolution des images. Bien que ce sujet soit à l'étude depuis plus de quinze ans (cf. e.g. [1]), un contrôle actif efficace s'avère difficile à mettre en œuvre en pratique notamment à cause du caractère instationnaire et peu prédictible du bruit ; de plus, avec dans un tunnel d'IRM un champ magnétique supérieur au Tesla, il est hors de question d'y introduire un matériel magnétique, ce qui en complique l'instrumentation acoustique. Cette communication présente des simulations numériques de contrôle acoustique actif à partir de mesures de bruit et de transfert électro-acoustique dans l'appareil d'IRM du Centre d'IRM fonctionnelle 3T de Marseille. On va notamment montrer que l'utilisation simultanée des 3 signaux électriques de commande du système de gradient IRM, en entrée d'un algorithme de contrôle par *feedforward* multi-références de type *Filtered-reference (x)*



FIG. 1: La machine 3T du Centre IRMf de Marseille.

Least Mean Square (FxLMS), doit permettre en temps réel un contrôle actif efficace du bruit d'IRM quel que soit le type d'examen envisagé.

2 Le bruit d'IRM

Le bruit des appareils d'IRM est essentiellement dû à la commutation rapide des bobines de gradient, cf. [2]. La figure 2 en montre, sur un enregistrement

avec un microphone MONACOR MC-41 pour une séquence spécifique d'IRM (Echo Planar Imaging (EPI), 64 lignes, durée du train de lecture = 33.178 msec, 15 coupes par seconde), les "bouffées" caractéristiques. Le spectrogramme de la figure 3 montre que le bruit d'IRM peut-être considéré comme périodique pendant les quelques dizaines de millisecondes d'une bouffée; cette prédictibilité du bruit est un facteur favorable au contrôle actif (*cf. e.g.* [3]). En revanche les fréquences à traiter sont élevées (ici la fondamentale du bruit est à 960Hz), ce qui exclut le recours au contrôle par *feedback* mis en œuvre dans les casques actifs commercialisés : un contrôle par *feedforward* est nécessaire.

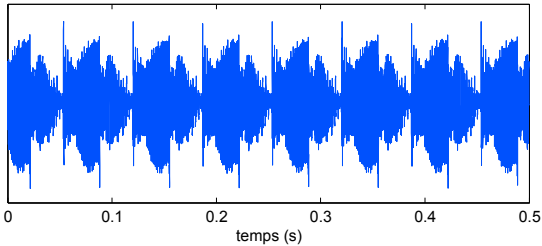


FIG. 2: Signal microphonique pour une séquence IRM "axiale 10 degrés".

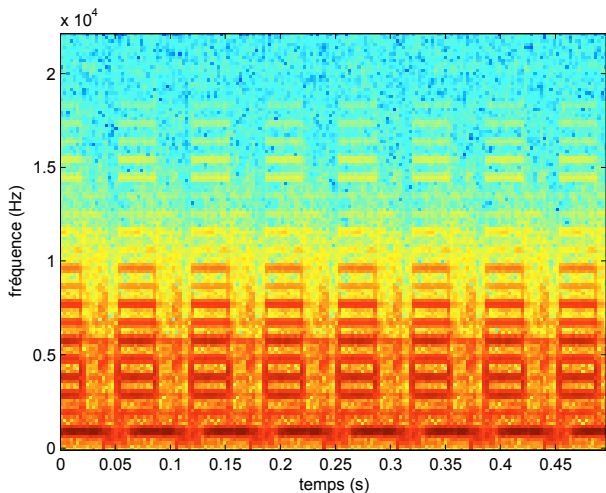


FIG. 3: Spectrogramme du signal microphonique pour une séquence IRM "axiale 10 degrés".

3 Contrôle par *feedforward*

3.1 Contrôle avec un algorithme FxLMS

La figure 4 montre un dispositif typique de contrôle acoustique actif par *feedforward*. Le signal de commande u adressé au haut-parleur d'anti-bruit est obtenu par filtrage linéaire d'un signal x dit *de référence*; ce signal doit rendre compte du bruit généré par la source à combattre avant qu'il n'atteigne la zone à protéger. La commande peut être obtenue en temps réel à l'aide d'un filtre w à Réponse Impulsionnelle Finie (RIF) :

$$u(n) = w * x(n) = \sum_{k=0}^{n_w-1} w_k x(n-k) \quad (1)$$

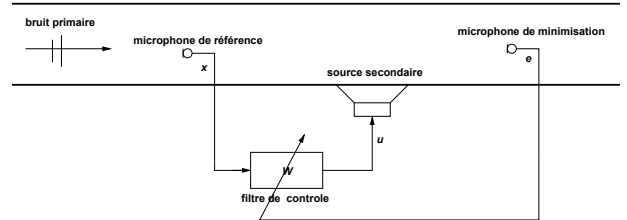


FIG. 4: Principe et terminologie du contrôle par *feedforward*.

Un algorithme adaptatif peut être utilisé pour le calcul des coefficients w_k du filtre. Avec l'algorithme FxLMS, le plus usuel, les coefficients du filtre sont mis à jour en temps réel via l'équation :

$$w_k(n) = w_k(n-1) + \beta [h * x(n-k)] e(n) \quad (2)$$

où β est un coefficient de convergence à optimiser et où h désigne une estimation RIF de la fonction de transfert secondaire entre u et microphone où l'on cherche à minimiser le bruit (*cf.* [3]).

Les formules ci-dessus peuvent être étendues à des cas plus complexes de contrôle sur plusieurs capteurs de minimisation, avec plusieurs sources secondaires ou, comme pour les résultats présentés plus loin, avec plusieurs signaux de références (*cf.* [3]).

3.2 Choix des signaux de référence

Dans le cas du bruit d'IRM, le contrôle peut être effectué de façon indépendante pour chacune des oreilles du patient avec un dispositif en partie analogue à celui de la figure 4, avec un haut-parleur secondaire et un microphone de minimisation sous chaque coquille du casque audio. Le choix du ou des signaux de référence à utiliser n'est en revanche pas unique et constitue la différence majeure entre les différentes études publiées sur le sujet. En premier lieu un microphone disposé dans le tunnel d'IRM peut être utilisé comme capteur de référence [5] mais le bruit de fond, les parasites électromagnétiques et le manque d'avance temporelle d'un tel signal de référence par rapport au signal à minimiser pénalisent l'efficacité du contrôle. Un résultat intéressant a été obtenu en enregistrant sur une tête artificielle le bruit d'une séquence spécifique d'IRM puis en utilisant cet enregistrement comme signal de référence [4]; l'évolution des signaux entre séquences consécutives pénalise là-aussi l'efficacité d'un tel contrôle, en plus de la lourdeur de la procédure de contrôle et des problèmes de synchronisation entre signaux. Une autre approche consiste à prendre pour référence des signaux non acoustiques comme ceux utilisés pour commander l'appareil d'IRM. La figure 5 montre le spectrogramme de l'un de ces six signaux (3 tensions, 3 courants) en entrée de la machine IRM; le signal est peu bruité et ici partiellement corrélé au bruit dans le tunnel. En fait la corrélation entre chacun des signaux de commande et le bruit dépend de la séquence IRM choisie et un signal unique ne peut être utilisé pour de l'anti-bruit dans tous les cas [5]. L'originalité de l'étude menée par le LMA et le centre d'IRMf a été le recours à un algorithme de contrôle utilisant plusieurs références simultanées.

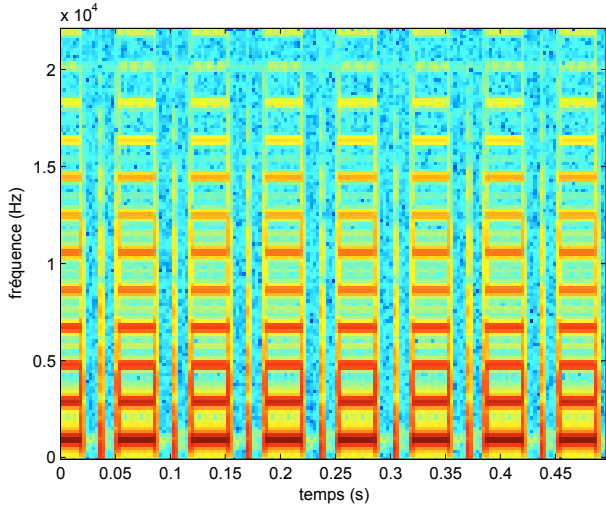


FIG. 5: Spectrogramme du signal de commande "Ux", séquence "axiale 10 degrés".

4 Simulations de contrôle multi-références

4.1 Estimation du transfert secondaire

Le centre d'IRMf dispose de casques audio a-magnétiques de marque MR-Confon spécialement conçus pour l'IRM. Ces casques intègrent des haut-parleurs électrodynamiques *sans aimant*, avec une polarisation fournie par le champ magnétique ambiant dans l'appareil d'IRM. La figure 6 montre une fonction de transfert mesurée entre le signal adressé à un tel casque et celui fourni par un microphone placé sous une coquille du casque, le tout installé dans l'IRM sur une "tête artificielle" en polystyrène expansé. Ce transfert s'avère suffisamment stationnaire (la séquence d'IRM ne module que faiblement le champ magnétique statique dans le tunnel) et sa mesure suffisamment fiable pour être utilisée en contrôle actif, l'algorithme FxLMS étant bien robuste à l'estimation faite de ce transfert secondaire (cf. [3]).

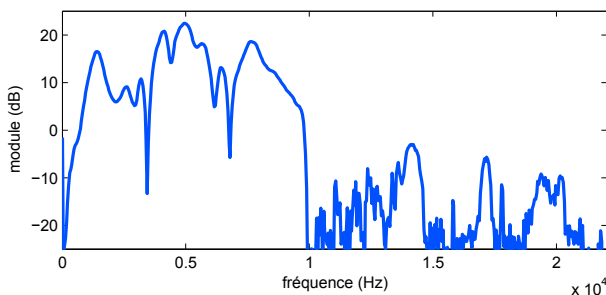


FIG. 6: Fonction de transfert secondaire estimée.

4.2 Résultats pour deux types de signaux de référence

La figure 7 montre une simulation de contrôle lorsque le signal à minimiser, retardé d'un échantillon, est lui-même utilisé comme signal de référence et lorsque le transfert du casque est négligé. Cette situation

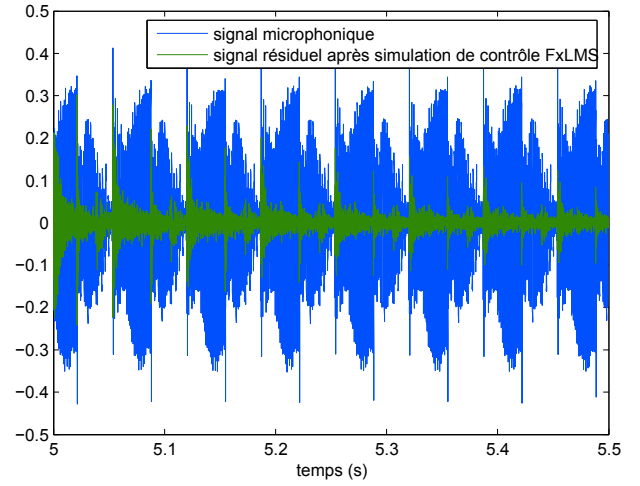


FIG. 7: Signal microphonique avec et sans contrôle, référence acoustique, séquence "axiale 10 degrés".

presque idéale — signaux de référence et de minimisation sont parfaitement corrélés — mais irréaliste — le *feedback* réserve une telle configuration aux seules basses fréquences — a conduit à une atténuation de l'ordre de 18dB sur la bande 0 – 22,5kHz, ce qui constitue un étalon auquel comparer des simulations de contrôle plus réaliste. La figure 8 montre le contrôle obtenu en utilisant simultanément comme références les 3 signaux de commande en tension de l'appareil d'IRM. Bien que le bruit résiduel paraisse un peu plus grand, l'avance des références électriques permet de mieux atténuer les pics en début de bouffée de bruit si bien que, sans tenir compte du casque audio, l'atténuation obtenue est en fait supérieure de quelques dixièmes de dB à celle du cas précédent, toutes choses égales par ailleurs; de plus le bruit résiduel est moins coloré et semble moins fort à l'oreille. La figure 9 montre le spectrogramme du bruit résiduel, avec la même échelle de couleur que pour la figure 3. En intégrant la fonction de transfert du casque audio aux simulations, un coefficient de convergence inférieur doit être utilisé dans la mise en œuvre de l'équation 2 et l'atténuation finalement obtenue ici est de l'ordre de 14dB, ce qui reste élevé.

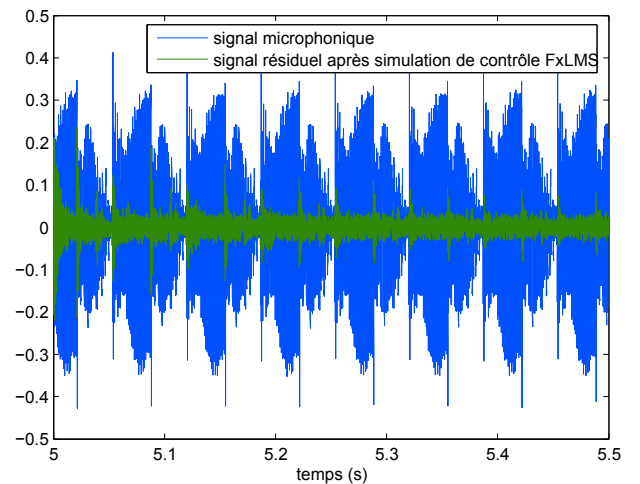


FIG. 8: Signal microphonique avec et sans contrôle, 3 références électriques, séquence "axiale 10 degrés".

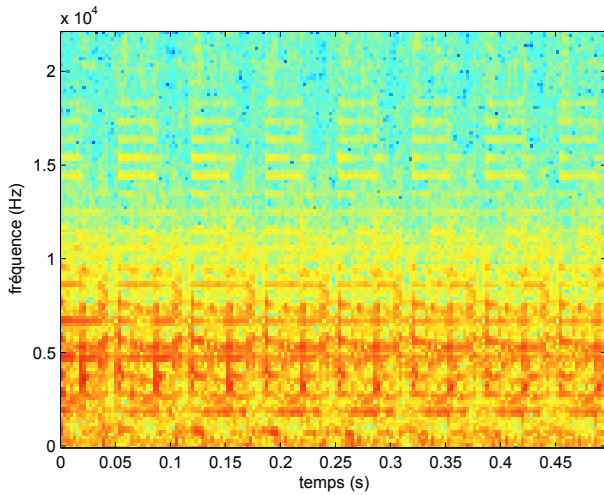


FIG. 9: Spectrogramme du signal résiduel après contrôle à 3 références, séquence "axiale 10 degrés".

L'algorithme multi-références développé pour cette étude a été appliqué à un assortiment de séquences IRM bien différentes. Il s'avère que les 3 commandes en tension de l'appareil constituent un jeu de signaux de référence qui permet un contrôle efficace pour toutes les séquences.

4.3 Optimisation des paramètres du contrôle

La simulation du contrôle à partir de signaux enregistrés in-situ permet d'optimiser l'algorithme qui sera utilisé pour du contrôle en temps réel. On a ainsi pu constater, d'une part, que le contrôle requerrait des filtres de contrôle à réponse impulsionnelle relativement courte (200 coefficients pour une fréquence d'échantillonnage 44,1kHz, cf. figure 10). D'autre part le contrôle avec un coefficient de convergence petit dans l'équation 2 montre aussi que le bruit résiduel diminue à long terme (cf. figure 11), ce qui indique que le bruit sous le casque audio apparaît comme d'origine stationnaire malgré le déplacement des sources de bruit en cours de séquence IRM. Avec des séquences qui durent plusieurs dizaines de minutes, on pourra donc avantageusement utiliser en pratique un contrôle à convergence relativement lente, naturellement plus précis et robuste.

5 Conclusion

Les simulations présentées ici, à partir de mesures faites dans l'appareil du centre d'IRMf de Marseille, montrent qu'un contrôle acoustique actif efficace du bruit dans un tunnel d'IRM est possible à l'aide d'un casque audio du commerce et d'un algorithme FxLMS faisant appel, quelle que soit la séquence d'IRM considérée, aux trois même signaux électriques de référence. L'étape à suivre de cette étude sera la mise en œuvre de ce contrôle multi-références en temps réel.

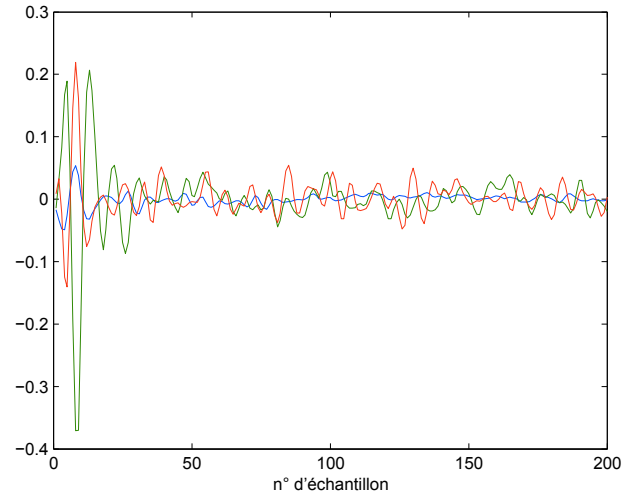


FIG. 10: Réponse Impulsionnelle des filtres de contrôle.

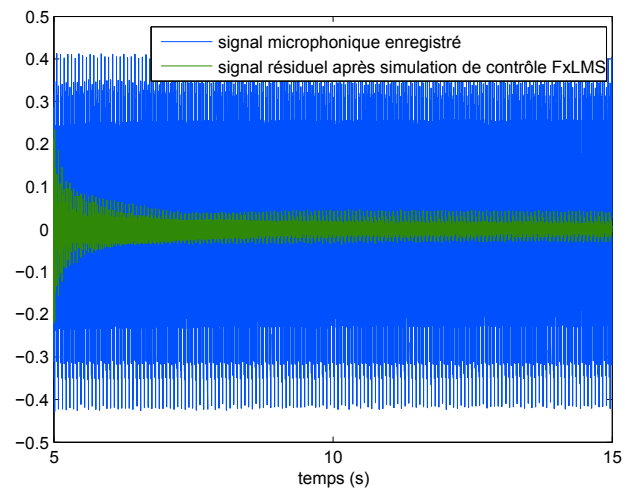


FIG. 11: Signal microphonique avec contrôle à convergence lente.

Références

- [1] McJury M., Stewart R.W., Crawford D., Toma E., "The use of Active Noise Control (ANC) to reduce acoustic noise generated during MRI scanning : some initial results", *Magnetic Resonance Imaging* 15(3), 319-322, 1997
- [2] Hoiting G.J., "Measuring MRI noise", *thèse de l'Université de Groningue (RUG)*, 2005.
- [3] Elliott S.J., *Signal Processing for Active Control*, Academic Press, 2001.
- [4] Chambers J., Bullock D., Kahana Y., Kots A., Palmer A., "Developments in active noise control sound systems for magnetic resonance imaging", *Applied Acoustics* 68, 281-295 (2007).
- [5] Rudd B.W., Li M., Lim T.C., Lee J.-H., "Feedforward Active Noise Cancellation for MRI Utilizing Reference Microphone", *Proc. Active 2009*, Ottawa, on CD-ROM, 8 pages.